

Method, device and arrangement for measuring the dynamic behavior of an optical system

Patent number: DE10154194

Publication date: 2003-05-22

Inventor: VOGELSANG HARTMUT (DE); BERGT MICHAEL (DE);
DICK MANFRED (DE); MAEUSEZAHN HOLGER (DE);
SCHROEDER ECKHARD (DE)

Applicant: ASCLEPION MEDITEC AG (DE)

Classification:

- International: **A61B3/10; A61B3/103; A61B3/10; A61B3/103; (IPC1-7): A61B3/10; G01J9/00**

- european: A61B3/10

Application number: DE20011054194 20011107

Priority number(s): DE20011054194 20011107

Also published as:



WO03039356 (A3)

WO03039356 (A2)

EP1443852 (A3)

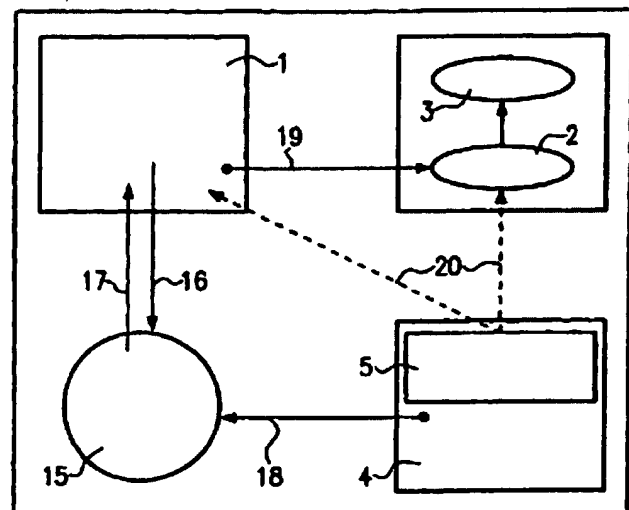
EP1443852 (A2)

US2005041206 (A1)

Report a data error here

Abstract of DE10154194

The invention relates to a method for measuring the dynamic behavior of an optical system. The aim of the invention is to render the dynamic behavior of an optical system objectively detectable. To this end, the optical system to be measured is stimulated by stimuli whereby causing it to react, and the reaction is detected by means of a wave front analysis.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)

②



103203

⑬ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 101 54 194 A 1**

⑤ Int. Cl.⁷:
A 61 B 3/10
G 01 J 9/00

⑲ Aktenzeichen: 101 54 194.5
⑳ Anmeldetag: 7. 11. 2001
㉑ Offenlegungstag: 22. 5. 2003

DE 101 54 194 A 1

㉒ Anmelder:
ASCLEPION-MEDITEC AG, 07745 Jena, DE

㉓ Vertreter:
DTS München Patent- und Rechtsanwälte, 80538
München

㉔ Erfinder:
Vogelsang, Hartmut, Dr., 07745 Jena, DE; Bergt,
Michael, Dr., 07745 Jena, DE; Dick, Manfred, Dr.,
07926 Gefell, DE; Mäusezahl, Holger, 07745 Jena,
DE; Schröder, Eckhard, 90542 Eckental, DE

⑤⑥ Entgegenhaltungen:
DE 199 50 792 A1
DE 44 19 489 A1
DE 42 22 395 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren und Vorrichtung zur Messung des Dynamischen Verhaltens eines optischen Systems

⑤⑤ Bei einem Verfahren zur Messung des dynamischen Verhaltens eines optischen Systems wird die Aufgabe, das dynamische Verhalten eines optischen Systems objektiv erfassbar zu machen, dadurch gelöst, dass das zu messende optische System durch Reize zu einer Reaktion stimuliert wird und die Reaktion mittels einer Wellenfrontanalyse erfasst wird.

DE 101 54 194 A 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren, eine Vorrichtung und eine Anordnung zur Messung des dynamischen Verhaltens eines optischen Systems.

[0002] Die Analyse optischer Wellenfronten von abbildenden Systemen und Lasersystemen hat eine zunehmende Bedeutung erlangt, da dies Ausgangspunkt für die Qualitätssteigerung dieser Systeme ist. Mit der Verfügbarkeit kommerzieller Shack-Hartmann-Sensoren (z. B. SCLA-series, WavefrontSciences, <http://wavefrontsciences.com>) kann man Aberrationen sehr genau erfassen und in Form von Zernike-Polynomen verschiedener Ordnungen oder alternativer Darstellungen klassifizieren.

[0003] Auch andere Aberrometer nach dem Tscherning-Prinzip, nach Abbe oder das Tracey-Aberrometer (ray-tracing) oder Systeme nach dem Skiaskop-Prinzip erlauben die Erfassung der höheren Aberrationen.

[0004] Systeme wie z. B. Shack-Hartmann-Sensoren, die mit einem CCD-Chip zur Speicherung der optisch relevanten Information ausgestattet sind, ermöglichen eine Datenakquirierung mit Videobildfrequenzen vorzunehmen und deshalb dynamische Abläufe ausreichend schnell aufzuzeichnen.

[0005] Bekannt sind Methoden, über die normale sphärische und zylindrische Korrektur der Abbildungsfehler hinausgehend, auch die höheren Aberrationen ab dritter Ordnung zu korrigieren. Dazu verwendet man z. B. adaptive Optiken, die als deformierbare Spiegel in Reflexion wirken oder Flüssigkristalloptiken, die in Transmission arbeiten. Diese adaptiven Optiken sind technologisch aufwendig und z. Z. noch nicht in allen Konsequenzen ausgereift. Sie erreichen z. Z. flächenhafte Auflösungen von typischerweise einigen Quadratmillimetern und werden bereits unter Laborbedingungen eingesetzt, um Wellenfronten in Rückkopplungsverfahren zwischen Wellenfrontmessung und adaptivem Element zu beeinflussen (siehe dazu Fernandez, E. J. Iglesias, I., Artal, P. "Closed Loop Adaptive Optics in the Human Eye", Optics Letters, Vol. 26, No. 10, May 15, 2001). Diese Systeme sind bisher nicht eingesetzt worden, um neben der reinen Korrektur von Aberrationen hinausgehend echte Dynamikstudien bei Variation verschiedenster Sehbedingungen vorzunehmen.

[0006] Des Weiteren wurden insbesondere für ophthalmologische Anwendungen Methoden aufgezeigt, durch das optische System des Auges deformierte Wellenfronten auf einen Idealwert hin zu korrigieren, indem Aberrationen höherer Ordnung integral berücksichtigt werden (siehe dazu Optics Letters, Vol. 25 No. 4/February 15, 2000, 236-238, AWACS-Asclepiion Wavefront Aberration Correction Simulator - Firmenunterlagen zur Präsentation auf der ESCRS in Brüssel, September 2000 und AAO in Dallas, Oktober 2000).

[0007] Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren, eine Vorrichtung sowie eine Anordnung bereitzustellen, mit denen das dynamische Verhalten eines optischen Systems objektiv erfassbar ist.

[0008] Dieses Problem wird durch ein Verfahren zur Messung des dynamischen Verhaltens eines optischen Systems gelöst, bei dem das zu messende optische System durch Reize zu einer Reaktion stimuliert wird und die Reaktion mittels einer Wellenfrontanalyse erfasst wird.

[0009] Das dynamische Verhalten des optischen Systems sind insbesondere Anpassungsvorgänge an veränderte Sehbedingungen, beispielsweise eine Akkomodation oder eine Blendenverstellung (Adaption). Das optische System kann ein Auge, beispielsweise ein menschliches Auge, ein künstliches Auge oder eine beliebige, künstliche Vorrichtung

sein. Der Reiz kann grundsätzlich beliebiger Natur sein, die einzige an diesen zu stellende Bedingung ist, dass dieser zu einer Reaktion des optischen Systems führt. Die Reaktion ist das dem Reiz nachfolgende dynamische Verhalten des optischen Systems. Die Wellenfrontanalyse kann beispielsweise mit einem Aberrometer, insbesondere mittels Shack-/Hartmann-Sensoren, aber auch mit Aberrometern nach dem Tscherning-Prinzip, nach Abbe, mit einem Tscherning-Aberrometer oder System nach dem Skiaskop-Prinzip durchgeführt werden. Bei der Akkomodation kann insbesondere der jeweils aktuelle Fokus des optischen Systems und dessen zeitlicher Verlauf erfasst werden. Ebenso können unterschiedliche Blendeneinstellungen bezüglich ihres zeitlichen Verlaufs erfasst werden. Das dynamische Verhalten kann dabei beispielsweise auch unter Einfluss von Medikamenten untersucht werden.

[0010] In einer Ausgestaltung des Verfahrens ist vorgesehen, dass die Reize optische und/oder mechanische und/oder elektrische und/oder chemische Reize sind. Veränderliche optische Reize können beispielsweise in Form von aktiven steuerbaren Lichtquellen, beleuchteten Darstellungen oder dergleichen bewirkt werden. Insbesondere kann der die Abbildungsschärfe und/oder der Objektstand und/oder dessen Fokus und/oder die Intensität des optischen Reizes verändert werden, sodass eine Akkomodation bzw. eine Blendenverstellung (Adaption) des optischen Systems provoziert werden kann. Ebenso kann eine Aberration auch höherer Ordnung als optischer Reiz verwendet werden. Veränderliche mechanische Reize können beispielsweise als Luftzug durch ein Gebläse erzeugt werden. Veränderliche chemische Reize sind z. B. durch Rauch oder das Einbringen einer Flüssigkeit, eines Gases oder eines Aerosols realisierbar. Auch die Verabreichung als Medikament ist möglich. Veränderliche elektrische Reize sind unmittelbar durch an dem Auge oder im Bereich des Auges applizierte Elektroden oder durch induktive oder kapazitive Einkoppelung eines elektrischen Signals möglich. Die genannten Reize können jeweils einzeln oder beliebig miteinander kombinierbar aufgebracht werden und sowohl abrupt als auch kontinuierlich verändert werden.

[0011] In einer Ausgestaltung des Verfahrens ist vorgesehen, dass das zu messende optische System ein menschliches Auge ist. Das Verfahren zielt darauf ab, bei Stimulierung des einzelnen Auges oder des Augensystems beim Sehprozess eine gezielte Erregung und damit einhergehende Beeinflussung der Augenparameter herbeizuführen. Die mit den Beeinflussungen verbundenen Veränderungen der Augenparameter verändern unmittelbar die Abbildungseigenschaften des Auges und sind damit beispielsweise durch eine synchron zur Erregung getriggerte Wellenfrontmessung zugänglich. Mit Hilfe dieses Verfahrens können unterschiedlichste Effekte untersucht und gemessen werden. Beispielsweise kann die Zeitabhängigkeit und Geschwindigkeit der Akkomodation und der Akkomodationsfähigkeit, die Adaption und Adaptionsfähigkeit oder -geschwindigkeit des Auges unter Einflüssen wie z. B. Aberration, Beleuchtung, Medikation oder psychischer Einflüsse untersucht werden. Das dynamische Kurz- und Langzeitverhalten von Kontaktlinsen, beispielsweise Rutschen oder dergleichen, kann bezüglich der Veränderungen der Aberration durch Tragen von Kontaktlinsen untersucht werden. Das dynamische Verhalten von Intraokularlinsen (IOL), akkommodationsfähiger Intraokularlinsen und die Wechselwirkung des residualen Ziliarkörpers auf Intraokularlinsen sowie deren Passung und Bewegung und ggf. induzierter Akkomodation kann erfasst werden. Des Weiteren sind Zusammenhänge zwischen dem physischen Sehen und der Gehirnleistung, die u. U. objektive Rückschlüsse auf Krankheitsbil-

der wie Kopfschmerzen durch Überanstrengung aufdecken helfen können, möglich.

[0012] In einer Ausgestaltung des Verfahrens ist vorgesehen, dass die Stimulation des zu messenden Auges mit dem Aberrometer synchronisiert wird. Auf diese Weise ist es möglich, die gemessenen Adaptionsvorgänge des Auges unmittelbar dem jeweiligen Reiz und dessen zeitlichem Verlauf zuzuordnen. Die Synchronisierung kann dabei z. B. zeitlich oder bezüglich der Intensität zwischen dem jeweiligen Reiz und der Messung der Aberrometrie erfolgen.

[0013] Das eingangs genannte Problem wird auch durch eine Vorrichtung zur Messung des dynamischen Verhaltens eines optischen Systems, insbesondere eines menschlichen Auges gelöst, die eine Stimulationseinheit und ein Aberrometer umfasst. Mit der Stimulationseinheit können gezielt Anpassungsvorgänge auf äußere Reize des zu untersuchenden optischen Systems ausgelöst werden. Die Stimulationseinheit ist dazu so ausgelegt, dass diese äußere Reize auf das optische System ausüben kann. Als äußere Reize kommen prinzipiell alle physikalischen oder chemischen Effekte oder Mittel in Betracht, die eine Anpassungsreaktion des optischen Systems hervorrufen. Die Stimulationseinheit kann abrupt und/oder kontinuierlich auf das optische System einwirken und die entweder vor dem ungemessenen optischen System oder dem zu messenden optischen System angeordnet sein. Als Aberrometer werden hier allgemein Vorrichtungen zur Wellenfrontmessung oder zur Messung der Aberration verstanden. Dies können sowohl Vorrichtungen mit elektronischer Datenerfassung als auch manuell bedienbare Vorrichtungen sein.

[0014] Eine besonders einfache und zudem automatisierbare Auswertung der optischen Daten wird ermöglicht, wenn das Aberrometer eine Vorrichtung zur Wellenfrontanalyse umfasst. Die Vorrichtung zur Wellenfrontanalyse kann z. B. ein Shack-Hartmann-Sensor sein, der mit einem CCD-Chip zur Speicherung der optisch relevanten Information ausgestattet ist. Die Messergebnisse und damit das Ergebnis des dynamischen Anpassungsvorganges können mittels Datenübergabe in eine Softwareanwendung grafisch visualisiert werden. Besonders vorteilhaft ist es, wenn die Stimulationseinheit einen optischen und/oder mechanischen und/oder elektrischen und/oder chemischen Reiz auslösen kann.

[0015] Insbesondere kann ein optischer Reiz so ausgelegt sein, dass eine Akkomodation oder Blendenvorstellung des optischen Systems provoziert wird. Auf diese Weise können unterschiedliche Reize auf das Auge ausgeübt werden und so auch Alltagssituationen wie z. B. Zugluft oder durch Rauch ausgelöste chemische Reize oder dergleichen simuliert werden.

[0016] Die Stimulationseinheit kann vor dem an dem Aberrometer vorbei schauenden Auge angeordnet sein, alternativ kann der Strahlengang der Stimulationseinheit in das Aberrometer eingespiegelt sein. Bei der erst genannten Ausführungsform der Vorrichtung kann das nicht zu untersuchende Auge durch Reize stimuliert werden, bei der zweitgenannten Ausführungsform der Vorrichtung kann das zu untersuchende Auge direkt durch äußere Reize stimuliert werden.

[0017] Alternativ kann die Stimulationseinheit in das Aberrometer integriert sein. In diesem Fall wird in einem gemeinsamen Gehäuse der Strahlengang der Stimulationseinheit unmittelbar in den des Aberrometers eingekoppelt. Dies ermöglicht eine sehr kompakte Bauweise.

[0018] In einer bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, dass die Stimulationseinheit ein Fixierungsobjekt umfasst. Dieses soll von dem Probanden fixiert werden, so dass eine definierte Fokussierung des Auges erreicht wird. Das

Fixierungsobjekt ist eine von dem Probanden leicht erkennbare bildliche Darstellung oder ein definierter Lichtfleck. Bevorzugt kommt hier ein fein strukturiertes Bild oder eine aus mehreren Elementen, die beispielsweise farblich abgestuft sein können, zusammengesetzte Lichtquelle in Betracht.

[0019] Vorteilhaft ist es, wenn das Fixierungsobjekt einen Lichtreiz abgeben kann, der in seiner Intensität und/oder Fokussierung veränderbar ist. Das Auge, das das Fixierungsobjekt fokussiert, kann auf diese Weise unmittelbar stimuliert werden. Die Änderung der Intensität kann beispielsweise durch eine Veränderung der Leuchtstärke bei Lichtquellen als aktiven Elementen oder durch Veränderung der Beleuchtungsstärke bei passiven Elementen wie einer beleuchteten Graphik erreicht werden. Eine Änderung der Fokussierung ist beispielsweise durch das Verfahren des Fixierungsobjekt selbst oder durch eine Veränderung vorgeschalteter Linsen möglich.

[0020] Das Fixierungsobjekt ist bevorzugt eine beleuchtete Grafik. Es handelt sich dabei um ein Objekt, das von dem Probanden leicht und sicher erkannt und fixiert werden kann und zudem einfach zu realisieren ist.

[0021] Die Vorrichtung kann mindestens eine in den Strahlengang der Stimulationseinheit und/oder des Aberrometers einbringbare Phasenplatte umfassen. Vorteilhaft wird ein Satz von Phasenplatten verwendet, welche nach den unterschiedlichen Zernike-Polynomen mit abgestuften Amplituden sortiert sind und die ähnlich Probierlinsen beim bekannten Phoropter vor dem zu untersuchenden System positioniert werden können. Als Phasenplatten können zum Beispiel transparente Glas- oder Kunststoffplatten benutzt werden, deren Oberfläche so strukturiert ist, dass einer durchlaufenden Lichtwelle definierte Aberrationen beispielsweise einem einzelnen Zernike-Term entsprechend aufgeprägt werden. In einer Wechsellvorrichtung, vorzugsweise einem Wechselrevolver, sind vorzugsweise Platten einer Ordnung der Zernike-Koeffizienten mit unterschiedlicher Amplitude angeordnet. Durch zentrierte Anordnungen mehrerer solcher Wechsellvorrichtungen hintereinander ist es möglich, unterschiedliche Phasenplatten in die optische Sehachse des zu untersuchenden optischen Systems einzuschwenken. Auf diese Weise kann auf der optischen Sehachse des zu untersuchenden, optischen Systems eine fein abstufbare Kombination von Abbildungsfehlern höherer Ordnung eingebracht werden. Mit dieser Anordnung können insbesondere Sehfehler, die auf höherer Aberration beruhen, subjektiv nach Erreichen eines angepassten, stationären Zustandes beispielsweise des menschlichen Auges bewertet werden. Die Bewertung erfolgt beispielsweise mit einer Zeitskala, z. B. nach einigen Sekunden der Anpassung.

[0022] Das eingangs genannte Problem wird auch durch eine Anordnung zur Messung des dynamischen Verhaltens eines optischen Systems, bevorzugt eines Auges, umfassend ein Aberrometer sowie eine Stimulationseinheit gelöst. Bei dieser Anordnung wird eine Trennung der zuvor im Rahmen der Vorrichtung gemeinsam realisierten Elemente vorgenommen. Es kann daher auch eine herkömmliche Vorrichtung zur Messung der Aberration eines Auges mit einer eigenständigen Stimulationseinheit verwendet werden.

[0023] Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung werden weiter in den Zeichnungen erläutert. Dabei zeigen:

[0024] Fig. 1 eine Prinzipskizze einer Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens;

[0025] Fig. 2 eine erste Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung als Prinzipskizze;

[0026] Fig. 3 eine zweite Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung als Prinzipskizze.

[0027] Zunächst wird auf Fig. 1 Bezug genommen. Diese zeigt die Prinzipskizze einer Vorrichtung sowie des damit

zusammenhängenden Verfahrensablaufes zur dynamischen Stimulation und dynamischen Messung der Aberrometrie eines Auges 15. Dargestellt sind jeweils die einzelnen Komponenten in ihrem Wirkungszusammenhang. Die Vorrichtung umfasst ein Gerät zur Wellenfrontmessung/Aberrometrie des Auges 15, bei dem entweder beide Augen gleichzeitig oder jeweils ein Auge gemessen werden kann. Im letzten genannten Fall kann das gerade nicht gemessene Auge gegebenenfalls frei am Gerät vorbei blicken oder blickt ebenfalls in das Gerät. Der Einfachheit halber wird das Gerät zur Wellenfrontmessung/Aberrometrie eines Auges im Folgenden Aberrometer 1 genannt. Von dem Aberrometer 1 wird Messlicht 16 in das Auge 15 eingestrahlt, welches Signallicht 17 zurückstrahlt. Messlicht 16 und Signallicht 17 sind durch Pfeile in Fig. 1 angedeutet. Die Vorrichtung umfasst des Weiteren eine Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2, die Rohdaten 19 des Aberrometers 1 entgegennimmt. Es kann sich dabei um gängige elektronische Vorrichtungen zur Messwertfassung handeln. Diese Vorrichtung kann beispielsweise ein programmgesteuerter Rechner mit einer Software sein, die insbesondere sequenzielle Mess-Serien in Echtzeit akquirieren kann. Gegebenenfalls ist dafür eine Datenzwischenspeicherung in einem flüchtigen oder nicht flüchtigen Speicher z. B. eines Steuerungsscomputers notwendig. Die Einrichtung umfasst des Weiteren eine Analysesoftware, welche die akquirierten Daten bzw. Datensätze analysieren kann, um die bestimmenden Parameter der Wellenfront (z. B. Zernike-, Taylor-Koeffizienten) zu berechnen. Die Messergebnisse und damit das Ergebnis des dynamischen Anpassungsvorganges können mittels einer Softwareanwendung grafisch visualisiert werden. Dazu dient ein Analysemodul 3, an das die ermittelten Daten übergeben werden. Die Fähigkeiten der dynamischen Datenakquirierung 2 sowie des Analysemoduls 3 können so kombiniert werden, dass eine der Hardware angepasste und gegebenenfalls in der Akquirierungsrate reduzierte sequenzielle Echtzeitmessung mit simultaner Analyse stattfinden kann. Des Weiteren ist eine Stimulationseinheit 4 zur abrupten und/oder kontinuierlich veränderlichen optischen Einwirkung wie beispielsweise Aberration, Lichteinfluss, Objektstand oder dergleichen vorhanden, die entweder vor dem ungemessenen Auge 15 oder dem zu messenden Auge 15 angeordnet ist und die mit der dynamischen Datenakquirierung 2 synchronisiert sein kann. Die Stimulation des Auges 15 ist in Fig. 1 durch einen Pfeil 18 angedeutet. Eine Synchronisierungseinheit 5 dient der Synchronisierung zwischen Stimulationseinheit 4 und Aberrometer 1. Die Synchronisierungseinheit kann Synchronisierungsimpulse 20, in Fig. 1 durch gestrichelte Pfeile angedeutet, an das Aberrometer und/oder die Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2 abgeben.

[0028] Die Stimulation des Auges kann auch über Sehtafeln und dergleichen erfolgen, wobei eine Synchronisierung nicht vorzuliegen braucht. Damit entfällt dann die Verbindung zwischen der Stimulationseinheit 4 und dem Aberrometer 1 und/oder der dynamischen Datenakquirierung 2. Aberrometer 1, dynamische Datenakquirierung 2, Analysemodul 3 sowie Stimulationseinheit 4 können auch als Einheit und damit einteilige Baugruppe realisiert sein.

[0029] Die Stimulationseinheit 4 kann auch als eigenständiges, separates Gerät realisiert sein und eingesetzt werden. Das dann vorliegende Gerät stellt eine Art Stimulationsphoropter dar, durch den der Proband z. B. eine Phasenplattenkorrektur mit oder ohne Variation anderer Sehparameter beurteilen kann. Die Synchronisierungseinheit 5 kann dann entfallen.

[0030] Die Fig. 2 und 3 zeigen Ausführungsformen der Vorrichtung. Die dargestellten Strahlverläufe durch eine er-

ste Linse 6, eine zweite Linse 7 und eine dritte Linse 8 entsprechen nicht genau den realen Strahlverläufen bei Betrachtung im Rahmen der geometrischen Optik, sondern sollen nur zur Veranschaulichung dienen. Die konkrete Realisierung des optischen Konzeptes kann so erfolgen, dass die Nase des Patienten kein Hindernis darstellt. In den Fig. 2 und 3 ist der optische Aufbau so dargestellt, dass sich eine Phasenplatte 9 in einer zur Hornhautoberfläche oder Brillenkorrekturfläche konjugierten Ebene befindet. Durch Integration eines nicht dargestellten Mechanismus zum automatischen Wechsel der Phasenplatten 9, beispielsweise in Form eines Phasenplattenwechselrades oder dergleichen, können verschiedene Aberrationen bequem auch während oder zwischen Mess-Serien vorgenommen werden. Eine erste Blende 10 sowie eine zweite Blende 11 geben zusammen mit der Fixierung auf ein Fixierungsobjekt 12 die optische Achse vor. Variierende Akkommodationszustände können durch Verfahren des Fixierungsobjektes entlang eines Verfahrensweges 13 oder alternativ beispielsweise der dritten Linse 8 stimuliert werden. Die Adaption kann durch Einstellung der Beleuchtung des Fixierungsobjektes 12 durch eine Lichtquelle 14 beeinflusst werden. Zusätzlich oder alternativ kann eine direkte Einstellung der Helligkeit des Raumlichtes und/oder des Umgebungslichtes stattfinden. Diese Möglichkeit ist der Einfachheit halber nicht dargestellt. Die einzelnen Komponenten können elektrisch bzw. elektromotorisch angesteuert und angetrieben werden. Die Synchronisierung dieser Komponenten mit der Messung und Datenakquirierung kann dann z. B. bequem über die Abfrage programmierbarer Schnittstellen erfolgen.

[0031] Bei der Vorrichtung nach Fig. 2 wird ein Auge 15 gemessen und das jeweils andere Auge 15 stimuliert, bei der Vorrichtung nach Fig. 3 wird das zu messende Auge 15 gleichzeitig stimuliert. Zunächst wird der gemeinsame Aufbau in der Fig. 2 erläutert. Die Vorrichtung umfasst ein Aberrometer 1, es handelt sich dabei um ein Gerät zur Messung der Wellenfrontverformung durch das optische System des Auges und damit zur Bestimmung und Klassifizierung der Abbildungsfehler des Auges 15, dabei werden auch Abbildungsfehler höherer Ordnung umfasst. Das Aberrometer 1 ist gekoppelt mit einer Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2. Es handelt sich hier um ein Modul zur Ansteuerung des Aberrometers 1. Dieses Modul kann einen Wellenfrontmessvorgang auslösen. Ebenso können die gewonnenen Messdaten zwischengespeichert werden und aus den Messdaten sodann die gemessene Wellenfront rekonstruiert werden. Dabei können beispielsweise die Rohdaten des Videobildes des Sensors oder auch vollständig ausgewertete Wellenfrontparameter wie beispielsweise Zernike-Koeffizienten gespeichert werden. Messung und eventuelle Auswertung und Speicherung erfolgen mit Taktraten, die schneller als der zu untersuchende Anpassungsvorgang sind. Die Taktraten können beispielsweise im Bereich von 10 bis 100 Hz liegen.

[0032] Die Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2 ist mit einem Analysemodul 3 gekoppelt. Das Analysemodul 3 dient der Auswertung der Sensordaten und gegebenenfalls der Rekonstruktion und grafischen Visualisierung der gemessenen und gespeicherten Wellenfronten. Des Weiteren kann eine Parametrisierung der Wellenfront z. B. durch Entwicklung nach Zernike-Polynomen durchgeführt werden. Der Analyseprozess kann in enger Kopplung mit der Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2 gekoppelt sein und den Analyseprozess teilweise oder vollständig vor der Zwischenspeicherung vornehmen.

[0033] Eine Stimulationseinheit 4 besteht im Wesentlichen aus einem optischen System, das dem zu untersuchenden oder dem freien Auge 15 ein zu fixierendes, detailliert

strukturiertes Sehobjekt darbietet und das Auge 15 zur Fokussierung auf die Struktur des Objektes bewegt. Die Stimulationseinheit 4 kann optische Elemente wie z. B. Linsen oder Phasenplatten aufweisen, die die vom Sehobjekt ausgehende Wellenfront verformen, bevor sie ins Auge 15 gelangen. Dadurch kann das Auge 15, das bemüht ist, ein scharfes Bild vom Sehobjekt zu erhalten, zu Anpassungsreaktionen innerhalb des optischen Systems stimuliert werden. Bevorzugt können die abbildenden Eigenschaften der Stimulationseinheit 4 zeitlich variiert werden, um eine dynamische Reaktion des Auges 15 hervorzurufen. Die Stimulationseinheit 4 kann Informationen über Ihren momentanen Zustand an eine Synchronisationseinheit 5 mit der Wellenfrontmessung senden.

[0034] Die Synchronisationseinheit 5 ist ein Modul zur Synchronisation von dynamischen Veränderungen in der Stimulationseinheit 4 mit der Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2. Ziel ist es, die gemessenen Wellenfrontdaten mit den jeweiligen Zuständen der Synchronisationseinheit zu korrelieren.

[0035] Die in den Fig. 2 und 3 dargestellten Lösungen eines Aberrometers 1 können als dynamische Stimulations-Aberroskope bezeichnet werden. Hier ist zu beachten, dass das optische Konzept so vorgenommen werden kann, dass das ungemessene Auge nicht wie dargestellt in seinem Blick eingeschränkt werden muss, sondern frei blicken kann. Als vereinfachte Variante hierzu könnte die Synchronisierung zwischen der Stimulationseinheit 4 und Aberrometer 1 sowie der Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2 entfallen. Weitere Varianten benutzen zur Stimulation statt eines integrierten Fixierungsobjektes z. B. eine ruhende oder zur Abstandsvariation bewegliche Sehtafel und/oder einen Phasenplattenphoropter.

[0036] Die in Fig. 2 gezeigte Ausführungsform für eine Stimulationseinheit 4 ist auch als Verbesserung zum einfachen Phasenplattenphoropter zu sehen und kann in den verschiedenen Varianten z. B. mit einer Korrektur der Aberration und einer einfachen Sehtafel als Fixierungsobjekt usw. als alleinstehendes Gerät ausgelegt werden.

[0037] Für die gezielte Aufprägung von Aberrationen auf die Objektwellenfront kann wahlweise statt einer Phasenplatte und/oder der abbildenden Optik gemäß Fig. 2 und 3 auch ein adaptives optisches Element eingebracht werden. Die dabei stimulierten dynamischen Veränderungen der Abbildungseigenschaften des Auges 15 werden mit dem Aberrometer 1 in einer zeitlichen Sequenz dynamisch erfasst, die mit der Variation der Abbildungseigenschaften durch die adaptive Optik synchronisiert werden kann. Transmissionsbasierte adaptive Elemente wie z. B. Flüssigkristall-Phasenmodulatoren können z. B. statt der Phasenplatte in ähnlicher Weise in die Anordnung gemäß den Fig. 2 und 3 eingebaut werden.

[0038] Obwohl die Verwendung einer adaptiven Optik aufwendiger ist, da zusätzlich eine elektronische Ansteuerung der adaptiven Optik erforderlich wird, bieten sich Möglichkeiten der Stimulation, die Geräte mit Phasenplatten nicht oder nur schwer erlauben. Je nach Ansteuergeschwindigkeit der adaptiven optischen Elemente können beliebige Aberrationen der Objektwellenfront dynamisch verändert oder gezielt appliziert werden.

[0039] Die Stimulationseinheit 4 wird als optisches System ausgelegt, welches entweder vor dem frei vorbeischauenden Auge 15 platziert wird oder in den Strahlengang des mit dem Aberrometer untersuchten Auges eingespiegelt wird, wie dies in Fig. 3 dargestellt ist, oder die Stimulationseinheit 4 wird in das Aberrometer 1 integriert. Auch bei dieser letzten Ausführungsform sind wiederum zwei Varianten möglich, die Stimulationseinheit kann auf das oder die ge-

messenen Augen 15 einwirken oder die Stimulationseinheit 4 kann auf das ungemessene Auge 15 einwirken.

[0040] Bei der Stimulationseinheit selbst handelt es sich um ein optisches Gerät, bei dem ein Fixierungsobjekt vor das oder die gemessenen oder ungemessenen bzw. frei blickenden Augen platziert wird und auf dessen Zentrum das jeweilige Auge während der Untersuchung blicken und fokussieren soll. Die optische Wirkung bei der Stimulation kann entweder abrupt oder kontinuierlich moduliert werden, was z. B. durch Änderung der Entfernung, Leuchtdichte usw. des Fixierungsobjektes erreichbar ist und/oder durch Anbringen von Phasenplatten. Alle optisch wirksamen Modifikationen sind beliebig kombinierbar. Wird die optische Wirkung mit der dynamischen Messung des Auges 15 durch das Aberrometer 1 synchronisiert z. B. im Sinne einer Zeitsynchronisierung oder einer Beleuchtungssynchronisierung, so erhält man Ausführungsformen der Geräte entsprechend der Fig. 2 und 3. Die Wirkung muss nicht zwangsläufig synchronisiert werden. Informationen über die dynamischen Reaktionen des Auges bzw. der Augen können auch unsynchronisiert gemessen werden. Dazu kann z. B. über die Kenntnis der Datenakquirierungsfrequenz der Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2 eine zeitliche Zuordnung der Messwerte vorgenommen werden. Die Einrichtung zur dynamischen Datenakquirierung 2 und das Analysemodul 3 können auch so kombiniert werden, dass nicht nur eine dynamische Datenakquirierung, sondern gleichzeitig eine Hochgeschwindigkeitsanalyse der Daten erfolgt.

[0041] Das Fixierungsobjekt 12 kann z. B. durch eine beleuchtete Grafik mit hinreichend feiner Strukturierung realisiert werden, kann aber auch eine einfache, separat positionierte Sehtafel sein.

[0042] Die Abbildung des Fixierungsobjektes 12 kann durch Einschwenken von optischen Elementen wie Linsen erreicht werden. Die Zentrierung auf eine vorgegebene Sehrichtung kann durch Blendensysteme optimiert werden. Eine automatische Positionierung z. B. erlaubt durch Variation von Abständen zwischen den optischen Komponenten und/oder dem Fixierungsobjekt gezielt Akkommodationszustände hervorzurufen. Eine geeignete Beleuchtungseinstellung des Fixierungsobjektes und/oder des Raumlichtes führt zu definierten Adaptionseinstellungen, die ebenfalls variabel gehalten werden können und zusätzliche Messparameter bilden.

[0043] Durch Einbringen speziell präparierter Phasenplatten mit definierter Oberflächentopografie in den Strahlengang der Stimulationseinheit 4 und/oder des Aberrometers 1 erlaubt die Vorrichtung die gezielte Applizierung von Aberrationen auf das oder die Augen 15. Die Phasenplatten können dazu in einem hier nicht dargestellten Wechselrevolver angeordnet sein und einzeln oder in Kombination in den Strahlengang der Stimulationseinheit 4 und/oder des Aberrometers 1 einbringbar sein.

[0044] Die zuvor dargestellte Vorrichtung und das damit ausführbare Verfahren dient der gezielten visuellen Stimulation eines biologischen oder künstlichen Auges 15 und zur Erfassung des damit verbundenen dynamischen Anpassungsvorgang des optischen Sehapparates durch Messen der Wellenfrontaberration. Die visuelle Stimulation, welche beim Blick in bzw. durch eine geeignete Apparatur hervorgerufen wird, führt zu einer Beeinflussung der Abbildungseigenschaften des Auges 15, welche gleichzeitig zeitsynchronisiert zur Stimulation in Echtzeit mit einem Wellenfrontanalyse-System bzw. einem Aberrometer 1 gemessen werden kann. Dies erlaubt völlig neue Diagnosemöglichkeiten, welche die Dynamik von Anpassungsvorgängen des Auges 15 zugänglich macht. Dazu werden Sehbedingungen wie Objektstand und Helligkeit modifiziert und insbeson-

dere gleichzeitig bestimmte Aberrationen gezielt korrigiert und/oder eingebracht. Damit kann z. B. der Einfluss bestimmter Aberrationsterme auf die Akkommodationsfähigkeit studiert werden, oder es kann untersucht werden, ob eine implantierbare Intraokularlinse vermöge des residualen Ziliarkörpers akkommodationsfähig ist und wie das gegebenenfalls optimal nutzbar wäre. Ein Vorteil der Erfindung liegt auch darin, subjektive Eindrücke bei der Bewertung von dynamischen Sehprozessen durch einen Probanden mit physikalisch objektiven Messdaten korrelieren zu können. [0045] Mit der Vorrichtung und dem Verfahren ist es möglich, dynamische Änderungen der Abbildungseigenschaften des Auges zu stimulieren und deren zeitlichen Verlauf aufzuzeichnen. Mit Hilfe eines Systems von optischen Elementen können bestehende Abbildungsfehler auch höherer Ordnung zielgerichtet kompensiert und andere Abbildungsfehler gezielt zur Stimulation eingebracht werden, um die Einflüsse auf die Dynamik des optischen Systems des Auges 15 zu erfassen. Damit kann man verschiedenste dynamische Vorgänge wie z. B. während der Akkommodation oder Adaption in einer Bildfolge oder einem Film der Entwicklung der Wellenfrontaberrationen dokumentieren. Daraus lassen sich dynamische Parameter wie z. B. Anpassungsbereich, -zeiten, -geschwindigkeiten oder -beschleunigungen z. B. bei der Akkommodation oder der Adaption ableiten. Damit werden Rückschlüsse auf anatomische Parameter wie Elastizität der Augenlinse, die z. B. mit Fragestellungen der Wechselwirkung der Verformung von Augenlinse und Hornhaut und der Dynamik von Intraokularlinsen verbunden sein kann, oder auch das primäre Reaktionsvermögen des Auges objektiv messbar. [0046] Die beschriebene Erfindung bietet die Möglichkeit der objektiven dynamischen Messung der Abbildungseigenschaften des Auges bei gezielt stimulierten Anpassungsvorgängen unter vorgegebenen Randbedingungen.

BEZUGSZEICHENLISTE

1	Aberrometer	
2	Einrichtung zur dynamischen Datenaquirierung	40
3	Analysemodul	
4	Stimulationseinheit	
5	Synchronisierungseinheit	
6	Erste Linse	
7	Zweite Linse	45
8	Dritte Linse	
9	Phasenplatte	
10	Erste Blende	
11	Zweite Blende	
12	Fixierungsobjekt	50
13	Verfahrweg	
14	Lichtquelle	
15	Auge	
16	Messlicht	
17	Signallicht	55
18	Stimulation	
19	Rohdaten	
20	Synchronisierungsimpulse	

Patentansprüche	60
-----------------	----

1. Verfahren zur Messung des dynamischen Verhaltens eines optischen Systems, **dadurch gekennzeichnet**, dass das zu messende optische System durch Reize zu einer Reaktion stimuliert wird und die Reaktion mittels einer Wellenfrontanalyse erfasst wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Reize optische und/oder mechanische

- und/oder elektrische und/oder chemische Reize sind.
3. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das zu messende optische System ein menschliches Auge (15) ist.
4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Reize mit einer Vorrichtung zur Wellenfrontanalyse synchronisiert werden.
5. Vorrichtung zur Messung des dynamischen Verhaltens eines optischen Systems, insbesondere eines menschlichen Auges (15) dadurch gekennzeichnet, dass diese eine Stimulationseinheit (4) und ein Aberrometer (1) umfasst.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Aberrometer (1) eine Vorrichtung zur Wellenfrontanalyse umfasst.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Stimulationseinheit (4) einen optischen und/oder mechanischen und/oder elektrischen und/oder chemischen Reiz auslösen kann.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Stimulationseinheit (4) vor dem an dem Aberrometer (1) vorbeischaubaren Auge (15) angeordnet ist.
9. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlengang der Stimulationseinheit (4) in das Aberrometer (1) eingespiegelt ist.
10. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Stimulationseinheit (4) in das Aberrometer (1) integriert ist.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Stimulationseinheit (4) ein Fixierungsobjekt (12) umfasst.
12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Fixierungsobjekt (12) einen Lichtreiz abgeben kann, der in seiner Intensität und/oder Fokus veränderbar ist.
13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass das Fixierungsobjekt (12) eine beleuchtete Graphik ist.
14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass diese mindestens eine in den Strahlengang der Stimulationseinheit (4) und/oder des Aberrometers (1) einbringbare Phasenplatte umfasst.
15. Anordnung zur Messung des dynamischen Verhaltens eines optischen Systems, umfassend ein Aberrometer (1) sowie eine Stimulationseinheit (4).

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

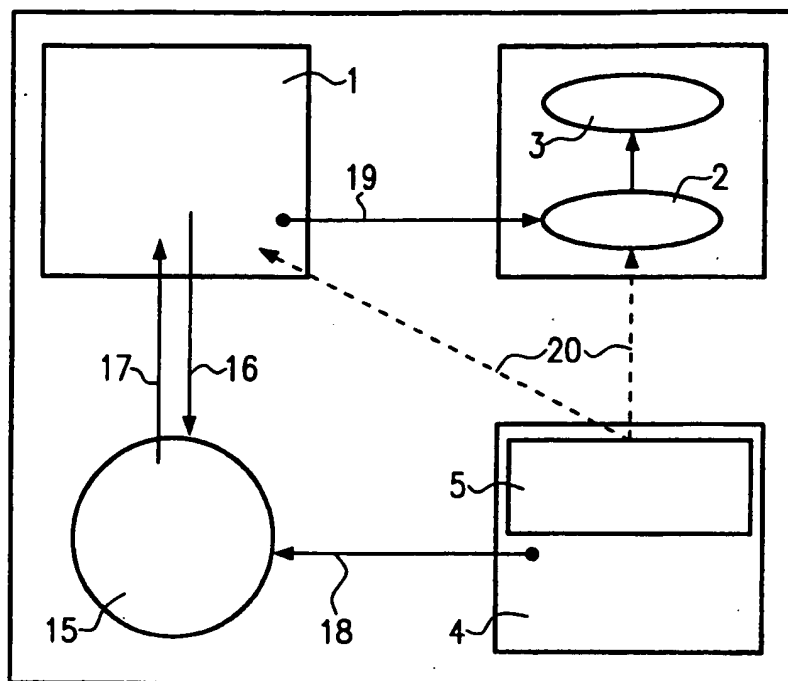


FIG.1

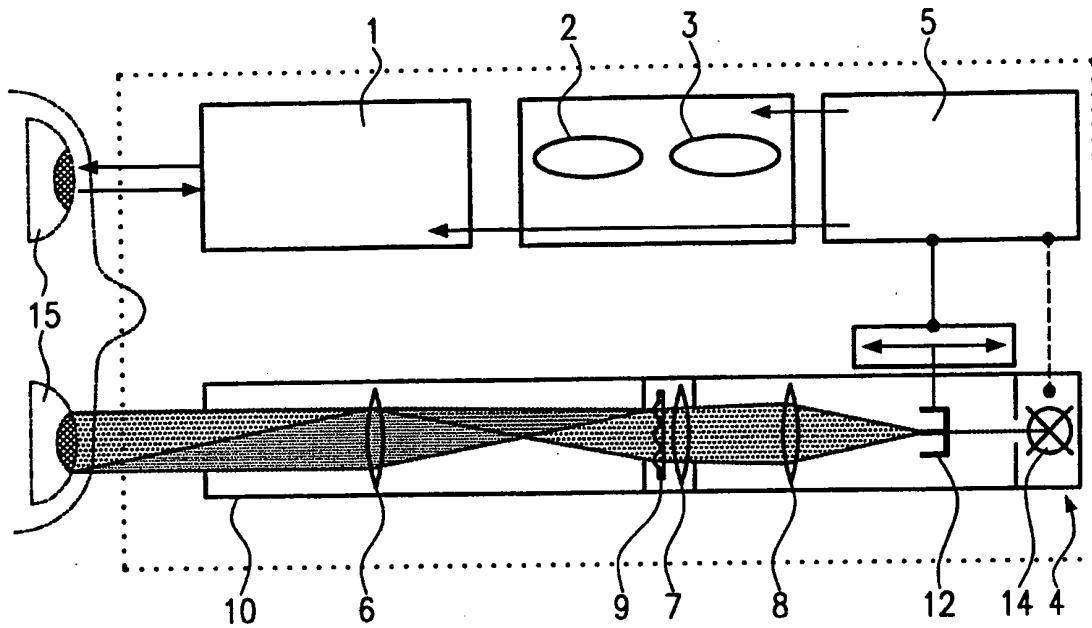


FIG. 2

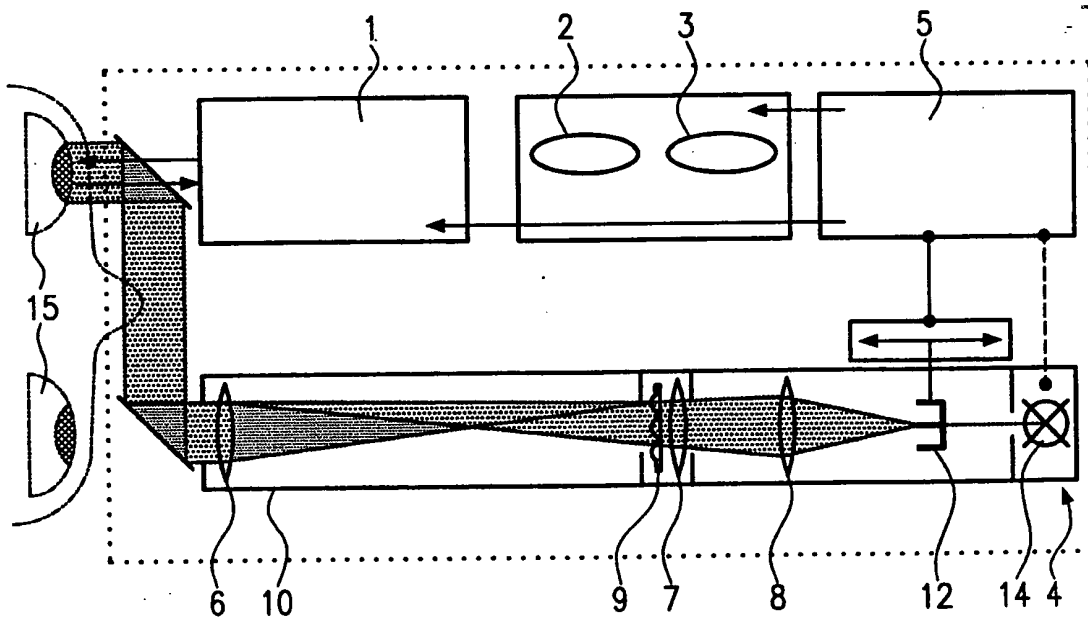


FIG. 3

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)